

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑪ **DE 3639 140 A 1**

⑤1 Int. Cl. 4:
G 01 N 24/00
G 05 D 3/00
// A 61 B 5/05

GOIR 33/32

⑳ Aktenzeichen: P 36 39 140.9
㉔ Anmeldetag: 15. 11. 86
㉕ Offenlegungstag: 21. 5. 87

③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1
18.11.85 JP P 60-257937

⑦1 Anmelder:
Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP

⑦4 Vertreter:
Leine, S., Dipl.-Ing.; König, N., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.,
Pat.-Anw., 3000 Hannover

⑦2 Erfinder:
Matsutani, Kinya, Yokohama, Kanagawa, JP

BEST AVAILABLE COPY

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 **Magnetisches Resonanzsystem**

Ein magnetisches Resonanzsystem weist eine kompakte Magnetausbildung zur Erzeugung eines statischen Feldes auf. Der Magnet und eine den zu prüfenden Patienten tragende Plattform sind so angeordnet, daß sie beliebig relativ zueinander bewegt werden können. Der sich ergebende kleine feldhomogene Raum kann frei zu verschiedenen Teilen des Körpers des Patienten bewegt werden, um einen weiten Bereich von Messungen des gesamten Körpers zu ermöglichen.

DE 3639140 A1

1. Magnetisches Resonanzsystem, gekennzeichnet durch einen Magneten zur Erzeugung eines statischen Feldes, eine Anzahl von Gradientenspulen zur Erzeugung einer Anzahl von dem genannten statischen Feld zu überlagernder Gradientenfelder, eine Hochfrequenzspule zur Erregung von Kernen und zur Messung von durch die Erregung verursachter Feldänderungen, eine Plattform zur Auflage des zu prüfenden Körpers innerhalb des statischen Feldes, eine sowohl mit dem Magneten als auch der Plattform oder mit beiden verbundene Antriebseinrichtung zur Änderung der Lagebeziehung zwischen dem Magneten und der Plattform, so daß ein feldhomogener Raum an einer beliebigen Position in dem zu prüfenden Körper gebildet werden kann, und eine Steuereinrichtung zur Steuerung der Antriebsmittel, der Gradientenspulen und der Hochfrequenzspule zur Messung wenigstens einer von Spin-Dichteverteilungen, Relaxationszeitkonstantenverteilungen und Spektren und zur Speicherung solcher Messungen zusammen mit zugehörigen Positionsinformationen entsprechend den jeweiligen Teilen innerhalb des zu prüfenden Körpers, von dem die Messungen abgenommen worden sind.
2. Resonanzsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Magnet eine Gruppe von Helmholtz-Luftkernspulen ist.
3. Resonanzsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Magnet eine einzige Luftkernspule und eine einzige Platte aus magnetischem Material ist, die gegenüber der Spule und senkrecht zur Richtung des durch die Spule erzeugten Feldes angeordnet ist, während die Plattform zwischen der einzigen Luftkernspule und der Platte angeordnet ist.
4. Resonanzsystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Magnet ein Paar von Helmholtz-Luftkern-Supra-Leitungsspulen aufweist, die während des Betriebes des Magneten ständig an eine Erregungsquelle angeschlossen sind.
5. Resonanzsystem nach Anspruch 4, gekennzeichnet durch ein Teil aus magnetischem Material, das lösbar mit jeder Luftkernspule verbunden ist, um die Stärke und die Homogenität des durch die Luftkernspulen erzeugten statischen Feldes zu ändern.
6. Resonanzsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1–5, dadurch gekennzeichnet, daß die Plattform so orientiert ist, daß sie den zu prüfenden Körper derart hält, daß die Längsachse des Körpers senkrecht zur Richtung des Feldes verläuft.
7. Resonanzsystem nach einem der Ansprüche 1–6, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebsmittel drei Antriebseinheiten zur Bewegung des Magneten in den drei orthogonalen Richtungen und eine vierte Antriebseinheit zur Bewegung der Plattform in einer Auf/Abrichtung aufweist.
8. Resonanzsystem nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß jede der Antriebseinheiten jeweils mit Lagedetektoren versehen ist, die jeweils mit den Steuermitteln verbunden sind.
9. Resonanzsystem nach einem der Ansprüche 1–6, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebsmittel drei Antriebseinheiten zur Bewegung der Plattform in den drei orthogonalen Richtungen und

eine vierte Antriebseinheit aufweist, die den Magneten in einer Auf/Abrichtung bewegt, und daß jede der Antriebseinheiten jeweils mit Lagedetektoren versehen ist, die mit den Steuermitteln verbunden sind.

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf ein magnetisches Resonanzsystem, das durch Ausnutzung magnetischer Resonanzphänomene Messungen ermöglicht, wie beispielsweise Spin-Dichteverteilungen, Relaxationszeitkonstantenverteilungen und Spektroskopie von besonderen Arten von Kernen, die in dem zu prüfenden Körper enthalten sind. Solche Kerne, wie beispielsweise Wasserstoff und Phosphor, können von außerhalb des Körpers in einer nicht eindringenden Weise geprüft werden, um so eine Querschnittbildinformation der gewünschten Messungen zu erhalten.

Ein herkömmliches magnetisches Resonanzsystem ist in Fig. 11 gezeigt. Ein zu prüfender Körper, d.h. ein Patient 1, ist fest auf einem Bett 2 angeordnet. In der Peripherie, die den Patienten 1 umgibt, befindet sich eine Hochfrequenzspule (Hochfrequenz-Sende/Empfangsspule) 3, und in der äußeren Peripherie davon sind zusätzlich eine Korrekturspule 4 und eine Gradientenspule 5 angeordnet. Alle diese Spulen befinden sich in einer Raumtemperaturbohrung 7 (gewöhnlich mit einem inneren Durchmesser von ungefähr 1 m) eines großen Magneten 6 zur Abtastung des gesamten Körpers. Der Magnet 6 kann ein supraleitender Magnet, ein normal leitender Magnet oder ein Permanentmagnet sein. Der Magnet 6 wird erregt und entregt über eine Stromleitung 9 von einer Erregungsstromquelle 8. (Im Falle eines Permanentmagneten ist eine solche Erregung nicht möglich.) Im Falle eines supraleitenden Magneten wird der Strom 9 gewöhnlich nach der Erregung und der nachfolgenden Erzeugung des gewünschten magnetischen Feldes abgeschaltet. Für supraleitende Magneten wird ein Dauerstrom erzeugt, und der Strom 9 wird im allgemeinen entfernt, um den Verbrauch von flüssigem Helium zu verringern, das sich in einem zugehörigen kryostatischen Behälter befindet. Die Richtung des statischen Feldes verläuft gewöhnlich bei den meisten Magneten in einer mit 10 angedeuteten Richtung, die entlang der Längsrichtung der Achse des Patienten 1 gerichtet ist. Die Gradientenspule 5 ist aus einer GX-Spule zusammengesetzt, die einen Feldgradienten in einer X-Richtung liefert, und einer GY-Spule, die einen Feldgradienten in einer Y-Richtung liefert, und einer GZ-Spule, die einen Feldgradienten in einer Z-Achsenrichtung liefert. Die jeweiligen Spulen sind mit Erregungsstromquellen 11, 12 und 13 verbunden. Die Erregungsstromquellen 11, 12 und 13 sind mit einer zentralen Steuereinheit 14 verbunden. Die Hochfrequenzspule 3 besteht aus einer Sendespule und einer Empfangsspule, die jeweils mit einer Hochfrequenzoszillator-Einrichtung 15 und einer Hochfrequenzeinrichtung 16 verbunden sind, die beide mit der zentralen Steuereinheit 14 verbunden sind. Die zentrale Steuereinheit 14 ist mit einer Anzeige/Bedienungskonsole 17 verbunden, wodurch die notwendige Information dargestellt werden kann, während gleichzeitig die Arbeitsweise des Systems überwacht werden kann.

Als nächstes wird die Beschreibung bezüglich der Arbeitsweise des herkömmlichen magnetischen Resonanzsystems mit der zuvor beschriebenen Ausbildung fortgesetzt.

Um Ganzkörper-Querschnittsbilder des Patienten 1 zu erhalten, ist ein feldhomogener Raum 18, der durch den Ganzkörpermagneten 6 geschaffen ist, in Form einer großen, 40–50 cm Kugel vorhanden, der eine hohe Homogenität von 50 ppm oder weniger hat. Aus diesem Grunde muß der Magnet 6 sehr groß sein, und beispielsweise im Fall eines supraleitenden Magneten hat der Magnet eine Länge von 2,4 m, eine Breite von 2 m und eine Höhe von 2,4 m bei einem Gewicht von 5–6 t.

Selbst wenn ein derart großer Magnet verwendet wird, erreicht die Homogenität innerhalb der 40–50 cm feldhomogenen Kugel einen Wert von mehreren Hundert ppm im besten Falle. Um diesen Wert zu verringern (und so die Homogenität zu erhöhen) auf einen Wert weniger als 50 ppm, wird die Korrekturspule 4 für Feldkorrekturen verwendet. Wenn eine magnetische Resonanzabbildung durchgeführt wird, wird ein Teil des zu diagnostizierenden Patienten in den feldhomogenen Raum 18 gebracht. Dann wird eine Hochfrequenz durch den Hochfrequenzoszillator 15 erzeugt und an die Hochfrequenzspule 3 in eine Richtung senkrecht zu der Richtung des statischen Feldes 10 angelegt, um so eine Resonanz der gewünschten Kerne, wie beispielsweise Wasserstoff, innerhalb einer Körperzelle des Patienten anzuregen. Gleichzeitig werden jeweils Feldgradienten mittels der Erregungsstromquellen 11, 12 und 13 und der Gradientenspulen GX, GY und GZ erzeugt.

Die Pulsfolgen der Hochfrequenzspule 3 und der Gradientenspule 5 sind in Abhängigkeit von der Natur der Krankheit, die den Patienten beeinträchtigt, und den Bildverarbeitungsmethoden bestimmt, um so die optimale Methode für die Analyse auszuwählen.

Die Pulsfolgevorgänge werden durch die zentrale Steuereinheit 14 gesteuert. Liegen das Gradientenfeld und das Hochfrequenzfeld an, so werden als Folge davon magnetische Resonanzsignale von dem Inneren des Patienten 1 erzeugt. Diese Signale werden empfangen und verstärkt durch die Hochfrequenzspule 3 und die Hochfrequenzempfangseinrichtung 16 und dann in die zentrale Steuereinheit 14 eingespeist, wo eine Bildverarbeitung der Daten durchgeführt wird, um so die gewünschten Querschnittsbilder auf einer CRT (Kathodenstrahlröhre) der Anzeige/Bedienungskonsole 17 darzustellen.

Es gibt jedoch eine Anzahl von Nachteilen bei dem herkömmlichen magnetischen Resonanzsystem der oben beschriebenen Ausbildung.

Zunächst ist zur Realisierung einer 40–50 cm feldhomogenen Kugel ein riesiger Ganzkörpermagnet erforderlich. Als Folge davon ergeben sich große Fertigungskosten, und der Verkaufspreis des gesamten Systems einschließlich der Diagnoseeinrichtung ist zu groß für die meisten Krankenhäuser und Benutzer in Entwicklungszentren.

Weiter kann wegen des großen und schweren Magneten das System nicht im allgemeinen innerhalb des vorhandenen Diagnoseraumes installiert werden, vielmehr sind vergrößerte Räume und verstärkte Decken erforderlich, oder das Gebäude muß als Ganzes bautechnisch angepaßt werden, was weiter die sehr großen Kapitalaufwendungen vergrößert.

Die zuvor beschriebenen Nachteile haben es verhindert, daß magnetische Resonanzsysteme eine weite Anwendung gefunden haben.

Ein zweiter größerer Nachteil ergibt sich im Falle der Durchführung einer Spektroskopie. In Spektroskopiesystemen ist es erforderlich, eine sehr hohe Feldhomogenität von 0,1 ppm innerhalb eines starken und gleich-

förmigen Feldes von 1,5 bis 2,0 Tesla zu schaffen. Diese Parameter machen die Verwendung eines supraleitenden Magneten erforderlich. Im allgemeinen ist es jedoch schwierig, bei einem supraleitenden Magneten die Feldstärken zu ändern, wie das beschrieben worden ist. Supraleitende Magneten werden mit Dauerstrom betrieben, derart, daß der stromführende Leiter entfernt wird. Aus diesem Grunde sind viele Einrichtungen für den Gebrauch bei supraleitenden Magneten erforderlich, um so Feldstärken im Bereich von 0,2 bis 0,6 Tesla zu erzielen, wenn Wasserstoffkerne abgebildet werden sollen, und im Bereich von 1,5 bis 2,0 Tesla, wenn Phosphorkerne spektroskopiert werden sollen.

Es ist daher schwierig, ein einziges System zu verwenden, um entweder Wasserstoff- oder Phosphorkerne bildlich darzustellen.

Ein weiterer, dritter und größerer Nachteil herkömmlicher Systeme besteht darin, daß der Patient vollständig innerhalb einer Magnethülle eingeschlossen ist, die einen äußerst begrenzten Raum hat, so daß der Patient oft an einer Klaustrophobie leidet.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein magnetisches Resonanzsystem zu schaffen, das kompakt und leicht ist, so daß es einfach zu installieren ist, und das weniger psychologische Beeinträchtigungen des zu diagnostizierenden Patienten mit sich bringt.

Die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird durch die im Kennzeichen des Anspruchs 1 angegebene Lehre gelöst.

Bei diesem magnetischen Resonanzsystem kann die Lagebeziehung zwischen dem Bett, auf dem der Patient ruht, und dem Magneten, der das statische Feld erzeugt, relativ durch die Antriebseinrichtung geändert werden, so daß selbst dann, wenn ein feldhomogener Raum durch den Magneten so klein ist wie eine Kugel von 20 cm beispielsweise, ein weiter Bereich von Messungen durch Bewegung des Meßraumes mittels der Antriebseinrichtung durchgeführt werden kann. Dies ermöglicht es, den Magneten klein und leicht auszuführen und das System einfach zu installieren.

Ein vollständigeres Verständnis der Erfindung und vieler damit zusammenhängender Vorteile läßt sich anhand der nachfolgenden detaillierten Beschreibung in Verbindung mit den Zeichnungen gewinnen.

Fig. 1 zeigt schematisch eine erste Ausführungsform eines magnetischen Resonanzsystems gemäß der vorliegenden Erfindung.

Fig. 2 ist ein Blockschaltbild und verdeutlicht eine Systemausbildung der ersten Ausführungsform gemäß Fig. 1.

Fig. 3 ist ein Flußdiagramm und verdeutlicht die Arbeitsweise der ersten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 4 ist ein Diagramm und verdeutlicht die Arbeitsweise der ersten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 5 ist ein Diagramm, das die Feldkorrekturmethode zur Verwendung bei der Spektroskopie-Diagnose gemäß der ersten Ausführungsform der Erfindung verdeutlicht.

Fig. 6 ist ein Schaltbild und verdeutlicht die Ausbildung von Gradientenspulen der ersten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 7 verdeutlicht Ausbildungen der Hochfrequenzspule der ersten Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 8 zeigt eine zweite Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 9 zeigt schematisch eine dritte Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 10 zeigt schematisch eine noch weitere Ausführungsform der Erfindung.

rungsform der Erfindung bezüglich ihrer Magnetanordnung, und

Fig. 11 zeigt schematisch ein herkömmliches Magnetresonanzsystem.

Es wird nun auf die Zeichnungen Bezug genommen, in denen gleiche Bezugsziffern identische oder entsprechende Teile in den verschiedenen Ansichten bezeichnen, und zunächst wird speziell in Verbindung mit Fig. 1 eine erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung beschrieben.

In Fig. 1 bezeichnen Bezugsziffern 19 und 20 einen oberen Magneten und einen unteren Magneten. Die Magneten 19 und 20 sind durch eine supraleitende Spule, einen Kälteregler und Kältemittel (nicht gezeigt) gebildet. Die Spulen der Magneten 19 und 20 sind in einer sogenannten Helmholtz-Anordnung angeordnet, wodurch ein homogenes Feld im Zentrum zwischen den Spulen erzielt werden kann.

Zwischen den Magneten 19 und 20 ist ein Patient 1 und ein Bett oder eine Plattform in Fig. 1 angeordnet. Eine Hochfrequenzspule 3 kann von einer Dichtkontakttype sein (die später beschrieben wird), und in einem solchen Fall ist der Abstand zwischen den Magneten 19 und 20 in einem solchen Maß ausführbar, daß ein menschlicher Körper dazwischen placiert werden kann. In diesem Falle sollte der Abstand so klein wie möglich gehalten werden, um das gesamte System kompakt zu halten. Zum Beispiel kann der Abstand bei ungefähr 50 cm gehalten werden. Als Folge davon sind die Abmessungen der in der Helmholtz-Anordnung befindlichen Spulen auf der Grundlage einer elektromagnetischen Analyse bestimmt, und in diesem Falle werden die äußeren Durchmesser der Magneten relativ klein, beispielsweise 1,4 m.

Wenn das durch die in der zuvor beschriebenen Anordnung befindlichen Spulen erzeugte Feld auf der Grundlage des allgemein bekannten Gesetzes von Biot-Savart analysiert wird, so ist klar, daß im Falle einer Kugel in der Größenordnung von 20 cm oder weniger eine Homogenität von 50–100 ppm ohne weiteres erreicht werden kann. Es kann somit ein homogener Raum 18 gewonnen werden, der eine Homogenität von 50–100 ppm hat, wenn der Raum 18 die Größenordnung einer Kugel von 20 cm oder weniger hat. In einem solchen Falle ist es nicht erforderlich, eine Korrekturspule für Feldkorrekturen wie in herkömmlichen Systemen zu verwenden. Die durch die Magneten 19 und 20 erzeugte statische Feldrichtung 10 ist senkrecht zu der Körperachse des Patienten 1.

Der obere Magnet 19 ist über eine obere Magnethalterung 21; eine Y-Richtung-Antriebseinheit 22 für den oberen Magneten und eine Z-Richtung-Antriebseinheit 23 für den oberen Magneten an einer Haltesäule 24 angebracht. An dem untersten Teil der Haltesäule 29 ist eine X-Richtung-Antriebseinheit 28 für den Antriebsmagneten angebracht, die beweglich auf einer Führung 29 gehalten ist.

An der Plattform 2 ist eine Antriebseinheit 30 für Auf/Abbewegung angebracht. Die Antriebseinheiten 22, 23, 26, 27, 28 und 30 werden beispielsweise durch hydraulische Mittel betrieben. Die jeweiligen Antriebseinheiten sind jeweils mit Lagefeststellungsmitteln versehen, beispielsweise mit einer Einrichtung, die auf dem Dopplereffekt basiert. Eine solche Einrichtung ist durch einen Laser-Sender/Empfänger 31 und einen Laser-Reflektor 32 verdeutlicht, der auf der Antriebseinheit 26 für den Y-Richtungs-Antrieb für den unteren Magneten angeordnet ist.

Bezugsziffer 33 bezeichnet eine Lagebestimmungseinrichtung 34 für die Lage des oberen Magneten in Y-Richtung, 34 eine Lagefeststelleinrichtung für die Bestimmung der Lage des oberen Magneten in Z-Richtung, 35 eine Lagebestimmungseinrichtung (bestehend aus Elementen 31 und 32) zur Lagebestimmung des unteren Magneten in Y-Richtung, 36 eine Lagebestimmungseinrichtung zur Lagebestimmung des unteren Magneten in Z-Richtung, 37 eine Lagebestimmungseinrichtung zur Bestimmung der Lage des Magneten in X-Richtung und 38 eine Lagebestimmungseinrichtung für die Auf/Ab-Lage der Plattform. Nachfolgend werden die Antriebseinheiten 22, 23, 26, 27 und 28 für den Magneten und die Lagebestimmungseinrichtungen 33, 37 allgemein als Magnetantriebseinrichtung 49 bezeichnet. Außerdem werden Antriebseinheit 30 für die Auf/Abbewegung der Plattform und die Lagebestimmungseinrichtung 38 davon allgemein als Plattformantriebseinrichtung 50 bezeichnet. Bezugsziffern 39 und 40 bezeichnen jeweils eine obere Gradientenspule und eine untere Gradientenspule, die jeweils innerhalb der Bohrung der oberen und unteren Magneten 19 und 20 angeordnet sind, wie das in Fig. 6 gezeigt ist. In Fig. 6 weisen die GZ-Spulen (Gradientenspulen für die Z-Richtung) 41 ein Paar von runden Spulen auf, und beide Paare von GX-Spulen (Gradientenspulen für die X-Richtung) 42 und Paare von GY-Spulen (Gradientenspulen für die Y-Richtung) 43 sind sattelförmige Spulen. Diese Spulen sind getrennt in die oberen und unteren Teile auf die entsprechenden Wickelrahmen aufgewickelt, wie das in Fig. 6 gezeigt ist, und mit Kunststoff oder dergleichen imprägniert.

Die Hochfrequenzspule 3 ist in Fig. 7(a) und 7(b) gezeigt. Fig. 7(a) ist eine Schnittdarstellung, und Fig. 7(b) ist eine perspektivische Darstellung der Hochfrequenzspule 3. Bezugsziffer 44 bezeichnet eine männliche Hochfrequenzspule, 45 eine weibliche Hochfrequenzspule, 46 ein Paar von Kontakten und 47 eine Kontaktabdeckung.

Die Hochfrequenzspule 3 ist in drei Abschnitte aufgeteilt, d.h. einen männlichen und einen weiblichen, um so einen leichten und engen Kontakt mit einem Teil des zu untersuchenden Patienten zu ermöglichen. Im Falle eines Kopfes beispielsweise oder Körper- oder Beinteilen sind die beiden geteilten Abschnitte in engen Kontakt mit dem Kopf, dem Körper oder den Beinteilen angeordnet.

Die männliche Hochfrequenzspule 44 und die weibliche Hochfrequenzspule 45 sind mit Hilfe der Kontakte 46 angeschlossen, so daß eine Magnetspule 48 gebildet ist. Die Kontakte 46 sind aus Gründen der Isolation und Verstärkung mit der Kontaktabdeckung 47 versehen. Die Hochfrequenzspule 3 wirkt sowohl als Sendespule als auch als Empfangsspule.

Als nächstes erfolgt die Beschreibung der Arbeitsweise des magnetischen Resonanzsystems der vorliegenden Ausführungsform der zuvor beschriebenen Ausbildung.

In Fig. 2 werden die Antriebseinheiten 22, 23, 26, 27, 28 und 30 jeweils in Übereinstimmung mit Kommandos von einer zentralen Steuereinheit 14 betrieben. Die Lageanzeigesignale, die von den jeweiligen Lagebestimmungseinrichtungen 33 bis 38 abgeleitet sind, werden in die zentrale Steuereinheit 14 eingespeist.

Eine Versorgungsquelle 8 zur Erregung eines statischen Feldes wird in Abhängigkeit von Kommandos der zentralen Steuereinheit 14 betrieben, derart, daß obere und untere Magneten 19 und 20 gespeist (erregt) oder nicht gespeist (entregt) werden. Zur Durchführung der

Steuerung der Magnete 19 und 20 wird eine Stromleitung 9 während des Betriebes derselben angeschlossen gehalten. Gradienten GX-, GY- und GZ-Versorgungsquellen 11, 12 und 13 sind jeweils so angeschlossen, daß sie Steuersignale von der zentralen Steuereinheit 14 erhalten und Strom an die Gradientenspulen 42, 43 und 41 speisen. Darüber hinaus ist ein Hochfrequenzoszillator 15 und eine Hochfrequenzempfangseinrichtung 16 mit der Hochfrequenzspule 3 und zentraler Steuereinheit 14 verbunden. Eine Anzeige/Betriebskonsole 17 ist ebenfalls mit der zentralen Steuereinheit 14 verbunden. Die Anzeige/Betriebskonsole kann z.B. eine Kathodenstrahlröhre aufweisen. Die Speisung und der Empfang von Signalen und deren Funktionen zwischen der zentralen Steuereinheit 14 und den Bauteilen, wie beispielsweise den Gradientenspulen 41, 42 und 43, Versorgungsquellen 11 bis 13, Hochfrequenzspule 3 und Hochfrequenzoszillator und Empfangseinrichtung 15 und 16 sind alle identisch mit jenen in dem zuvor genannten, herkömmlichen System, so daß die Beschreibungen davon weggelassen sind. Weiter ist Anzeige/Betriebskonsole 17 mit der zentralen Steuereinheit 14 verbunden, um so Signale zwischen ihnen einzuspeisen und zu empfangen.

Wie in Fig. 3(a) gezeigt ist, werden, wenn die Betriebsfolge bei Schritt S_1 gestartet ist, vor Beginn einer Diagnose sowohl die oberen als auch die unteren Magneten 19 und 20 durch eine Versorgungsquelle 8 zur Erregung des statischen Feldes bis hinauf zu einem Wert von 0,5 Tesla erregt. Bei Schritt S_2 wird ein Signal von der Versorgungsquelle 8 erzeugt, das die Vervollständigung der statischen Felderregung anzeigt, und dieses Signal wird in die zentrale Steuereinheit 14 eingespeist. Bei Schritt S_3 wird der obere Magnet 19 mittels der Antriebseinheit 23 für die Z-Richtung angehoben, so daß so der Patient zugänglich ist. Bei Schritt S_4 wird das Anheben des oberen Magneten 19 beendet, wenn die Lagebestimmungseinrichtung 34 für die Z-Richtung des oberen Magneten feststellt, daß der obere Magnet 19 seine obere Grenzlage erreicht hat, und ein dieses anzeigendes Signal wird in die zentrale Steuereinheit 14 eingespeist. Bei Schritt S_5 wird das Bett oder die Plattform 2 abgesenkt, so daß der Patient ohne Schwierigkeiten aufgelegt werden kann. Bei Schritt S_6 wird, wenn die Lagebestimmungseinrichtung 38 auf die Auf/Ab-Lage der Plattform 2 feststellt, daß die Plattform 2 ihre unterste Lage erreicht hat, eine Anzeige "Patientenaufgabe o.k." auf der Kathodenstrahlröhre der Anzeige/Betriebskonsole 17 erzeugt. Als nächstes wird bei Schritt S_7 der Patient auf die Plattform 2 gebracht. Bei Schritt S_8 wird die Plattform 2 in eine Lage angehoben, die für einen Techniker passend ist, um die notwendigen Handlungen einfach durchzuführen, und die Lage des Bettes 2 wird fortwährend festgestellt, derart, daß das Bett 2 bei irgendeiner beliebigen passenden Position bei Schritt S_9 angehalten werden kann. Im Falle der Messung des Körperteils z.B. bei Schritt S_{10} wird die Hochfrequenzspule 3 für den Körper in engen Kontakt mit dem zu untersuchenden Teil des Patienten angebracht, wie das in Fig. 4(a) gezeigt ist.

Als nächstes wird bei Schritt S_{11} der obere Magnet 19 bis zu einer bestimmten Lage abgesenkt. Bei Schritt S_{12} wird die Beendigung der Absenkung des oberen Magneten 19 durch die Lagebestimmungseinrichtung 34 für die Z-Richtung abgetastet. Bei Schritt S_{13} ist die relative Positionierung vom Patienten zum Magneten abgeschlossen in Vorbereitung für die Aufnahme von Bildern, wie das in Fig. 4(b) gezeigt ist.

Bei der Bildaufnahme, d.h. bei der Protonenabbildungsdiagnose, werden die Vorgänge in der gleichen Weise durchgeführt, wie das bei dem herkömmlichen System der Fall ist, das in Fig. 11 gezeigt ist; es werden nämlich bei Schritt R_8 die erforderlichen Pulsfolgen dem zu untersuchenden Teil des Patienten mittels der Gradientenspulen 39 und 40, der Hochfrequenzspule 3, der Versorgungsquellen 11 bis 13 für die Gradientenspulen und den Hochfrequenzoszillator 15 zugeführt, und die so erzeugten magnetischen Resonanz (MR) signale werden von der Hochfrequenzspule 3 aufgefangen und über die Hochfrequenzempfangseinrichtung 16 in die zentrale Steuereinheit 14 eingespeist, in der eine Bildverarbeitung ausgeführt wird, so daß Querschnittsbilder des zu untersuchenden Körperteils auf der Kathodenstrahlröhre der Anzeige/Betriebskonsole 17 dargestellt werden. In diesem Falle liegt der feldhomogene Raum in der Größenordnung einer Kugel von 20 cm, so daß der untersuchte Bildbereich innerhalb dieses kleinen Raumbereichs enthalten ist. Ein Gesamtkörperbild kann daher nicht gewonnen werden. Aus diesem Grunde wird gemäß den Prinzipien der Ausführungsform bei den Schritten R_1 bis R_7 durch Verwendung der Magnetantriebseinheit 49 bewirkt, daß die oberen und unteren Magnete 19 und 20 sich in den drei orthogonalen Richtungen bewegen, derart, daß die notwendigen Messungen an verschiedenen Stellen des Patienten durchgeführt werden, um so eine Reihe von Querschnittsbildern zu gewinnen, die für den gesamten Körper repräsentativ sind. Die oberen und unteren Magnete 19 und 20 werden in koordinierter Weise bewegt, so daß die relative Lage zwischen ihnen immer die gleiche bleibt wie die bei der ursprünglichen Ausrichtung.

Das oben beschriebene Verfahren ermöglicht die Gewinnung von Bildern des gesamten Körperbereichs durch Bewegung des Meßbereichs selbst dann, wenn der feldhomogene Raum sich nur über einen Bereich von 20 cm erstreckt. Darüber hinaus können die an jeder Position gemessenen Ergebnisse innerhalb des Speichers der zentralen Steuereinheit 14 zusammen mit der Information bezüglich der jeweiligen Positionen gespeichert werden. Auf diese Weise kann das System Querschnittsbilder liefern, die nicht nur einem Bereich von 20 cm entsprechen, sondern auch 50 cm oder sogar mehr aufgrund einer Synthetisierung der Inhalte der Speichereinrichtung. Auf diese Weise kann das magnetische Resonanzsystem eine Ganzkörperabtastung vornehmen.

Fig. 4(c) verdeutlicht die Magnetpositionen, die zur Abbildung des Kopfes eines Patienten geeignet sind. Bezugsziffer 52 bezeichnet eine Hochfrequenzspule, die für einen Kopfteil eines Patienten verwendet wird. Bei Schritt R_8 werden die Bilder dargestellt, und danach wird bei Schritt R_9 eine Beurteilung vorgenommen, ob der zu diagnostizierende Bereich vollständig dargestellt ist oder nicht. Bei Schritt R_{10} ist die Protonenabbildungsdiagnose abgeschlossen. Ist die Abbildung nicht abgeschlossen, so kehrt das Verfahren zu Schritt R_1 zurück. Bei Schritt R_{11} erfolgt eine Beurteilung, ob die Spektroskopie-Diagnose ausgeführt worden ist oder nicht. Fig. 5(a) und 5(b) verdeutlichen den Fall, bei dem die Spektroskopie-Diagnose ausgeführt werden soll.

Fig. 5(a) ist eine schematische Darstellung durch Verwendung von magnetischen Kraftlinien zur Verdeutlichung des Falles, wenn der feldhomogene Raum 18, der durch die oberen und unteren Magneten 19 und 20 gebildet ist, die Größe einer Kugel von 20 cm hat mit einer Homogenität von 50–100 ppm. Fig. 5(b) ist eine ähnli-

che Darstellung und verdeutlicht den Fall, in dem mehrere magnetische Materialien 53 (d.h. Materialien, die eine hohe Sättigungsflußdichte haben) jeweils auf der oberen Fläche des oberen Magneten 19 und der unteren Fläche des unteren Magneten 20 zum Zwecke der Spektroskopie-Diagnose angeordnet sind. In diesem Falle hat die zentrale, aufgebaute Feldstärke einen Wert von 1,5 Tesla, wie er für die Spektroskopie-Diagnose erforderlich ist. Die Spektroskopie-Diagnose erfordert ein in hohem Maße homogenes Feld, wie auch eine hohe Feldstärke. Aus diesem Grunde sind durch Verwendung der magnetischen Materialien 53 gemäß Fig. 5(b) die magnetischen Kraftlinien ausgerichtet und konzentriert, so daß sie den feldhomogenen Raum 54 zum Zwecke der Spektroskopie-Diagnose bilden. Die Raumhomogenität desselben liegt in der Größenordnung von 0,1 ppm. In diesem Falle ist das Volumen des Raumes 54 sehr gering im Vergleich mit seiner 20 cm Kugel von Fig. 5(a); gemäß den Prinzipien der Ausführungsform kann die magnetische Einrichtung 49 jedoch diese kleinere Kugel an beliebigen Orten innerhalb des Patientenkörpers positionieren. Fig. 4(d) verdeutlicht den Zustand, bei dem die Spektroskopie-Diagnose ausgeführt ist.

Es wird nun wieder auf Fig. 3(b) Bezug genommen. Die Verfahrensschritte der Spektroskopie-Diagnose werden als Schritte Q_1 und Q_{12} beschrieben. Zunächst werden auf der Grundlage der bei den vorhergehenden Schritten erfolgten Ganzkörperabtastung besondere Positionen ausgewählt, die erforderlich sind, um die Spektroskopie-Diagnose auszuführen. Bei Schritt Q_2 werden die oberen und unteren Magneten 19 und 20 entregt, so daß die Feldstärke derselben Null wird. Dies ist erforderlich, um die magnetischen Materialien 53 auf die Oberflächen der oberen und unteren Magneten 19 und 20 anzubringen. Bei Schritt Q_3 werden nach Abfallen der Feldstärke auf Null die magnetischen Materialien 53 an den vorgegebenen Flächen der oberen und unteren Magneten 19 und 20 in der in Fig. 4(d) gezeigten Weise angebracht. Als nächstes werden bei Schritt Q_4 die Magneten 19 und 20 bis hinauf zu der erforderlichen Feldstärke von 1,5 Tesla z.B. erregt. Bei Schritt Q_5 wird die Lageinformation der Teile, bei denen die Spektroskopie-Diagnose erforderlich ist, in die zentrale Steuereinheit 14 über die Anzeige/ Betriebskonsole 17 eingespeist. Bei Schritt Q_6 werden die oberen und unteren Magnete 19 und 20 zu dem erkrankten Teil (der zu diagnostizierende Teil des Patienten) bewegt. Bei Schritt Q_7 wird die Spektroskopie oder das Bild bzw. die Bilder der kranken Position gewonnen. Dann wird bei Schritt Q_8 eine Bestimmung durchgeführt, ob der Empfang von Bildern der zu diagnostizierenden Region abgeschlossen ist oder nicht, und wenn nicht abgeschlossen, wird der Vorgang auf Schritt Q_6 zurückgeführt. Bei Schritt Q_9 werden die Magnete 19 und 20 erneut durch den Magnetantriebsmechanismus 49 bewegt, so daß der feldhomogene Raum 54 für die Spektroskopie innerhalb des erkrankten Teils bewegt wird, um so die Spektroskopie an den jeweiligen Positionen darin zu erreichen.

In dem Augenblick, in dem die Spektroskopieinformation zusammen mit der jeweiligen Lageinformation innerhalb des Speichers der zentralen Steuereinheit 14 in der gleichen Weise wie bei der vorherigen Abtastung gespeichert ist, kann die Synthese dieser Daten eine Spektroskopie mit weitem Bereich schaffen (s. Schritt Q_9).

Nach einer Reihe von Diagnosen wie die zuvor genannte Abtastung und Diagnose auf der Grundlage der Abbildung von Wasserstoffkernen und der hierin be-

schriebenen Spektroskopiediagnose wird eine Bestimmung bei Schritt Q_{10} getroffen, ob zusätzliche Patienten zu untersuchen sind, und wenn das nicht der Fall ist, wird das System für eine Weile, beispielsweise während der Nachtzeit, angehalten, und die Magnete 19 und 20 werden entregt (bei Schritt Q_{11}).

Bei Schritt Q_{12} wird das gesamte System angehalten. Um somit die Erregung oder Entregung der Magneten 19 und 20 zu steuern, sind die Versorgungsquelle 8 für die Erregung und die Magnete 19 und 20 fortwährend über die Stromleitung 9 verbunden.

Wie das bereits oben beschrieben worden ist, ergeben sich bei der vorliegenden Ausführungsform die folgenden Vorteile.

Der feldhomogene Raum kann durch die Magnetantriebseinrichtung 49 zu beliebigen Positionen innerhalb des Körpers des Patienten bewegt werden, so daß selbst dann, wenn der gesamte Körper des Patienten abgebildet werden soll, keine Notwendigkeit zur Schaffung des herkömmlichen großen feldhomogenen Raumes mit einer Ausdehnung von 50 cm besteht. Ein feldhomogener Raum von 20 cm Ausdehnung oder kleiner innerhalb einer Homogenität von 50 bis 100 ppm reicht aus, um charakteristische Leistung zu entwickeln, die gleich oder besser ist als die des herkömmlichen Systems.

Ein so kleiner feldhomogener Raum kann ausreichend durch ein Paar von Magneten 19 und 20 vom Helmholtz-Typ geschaffen werden, die kleiner und leichter sein können als die herkömmlichen großen Magnete.

Die relativ kleinen Magnete 19 und 20 des Helmholtz-Typs sind Luftkernspulen und in einer Richtung senkrecht zur Körperachse des Patienten angeordnet, und die Gradientenspulen 39 und 40 sind innerhalb des Luftkernspuleninnenraums eingeordnet. Darüber hinaus ist die Hochfrequenzspule 3 als Engkontakttyp ausgelegt. Als Ergebnis davon ist der Patient frei von Ängsten, beispielsweise verursacht durch eine Klaustrophobie, wenn der Patient in die Höhlung des Systems wie bei einem herkömmlichen System eingeführt ist.

Der obere Magnet 19 und der untere Magnet 20 können unabhängig bewegt werden, und die Plattform 2 kann ebenfalls in der Auf/Abrichtung bewegt werden, so daß dann, wenn der Patient auf der Plattform 2 platziert ist, die Plattform 2 in die Nähe des Fußbodens gebracht werden kann, und wenn ein Techniker versucht, sich dem Patienten zu nähern, kann die Plattform 2 in eine solche Lage bewegt werden, daß der Techniker ganz einfach die notwendigen Behandlungen durchführen kann. Ist die Hochfrequenzspule 3 an dem Patienten angebracht, so kann der obere Magnet 19 bis zu der Obergrenze angehoben werden, so daß ein ausreichend weiter Zugangsraum ohne weiteres erreicht werden kann.

Da das magnetische Resonanzsystem gemäß dieser Ausführungsform kompakt und leicht ist, kann der zur Installation des Systems erforderliche Raum in der Größenordnung von 3 mal 2 mal 2 m nach Breite, Tiefe und Höhe oder darunter liegen.

Bei der Installation des Systems an Ort und Stelle können die oberen und unteren Magnete 19 und 20, die Magnetantriebseinrichtung 49, die Führung 29 und die Plattform 2 jeweils auseinandergenommen, hineingebracht und an Ort und Stelle wieder zusammengesetzt werden, so daß selbst dann, wenn der Ort ein kleines oder mittleres Krankenhaus ist beispielsweise, das System ganz einfach ohne die Notwendigkeit irgendeines Umbaus des vorhandenen Diagnoseraums in dem Kran-

kenhaus installiert werden.

Das System des supraleitenden Magneten gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist so ausgebildet, daß die Versorgungsquelle 8 für die Erregung und die Magnete 19 und 20 immer verbunden sind, so daß die Feldstärke derselben zwischen 0,5 bis 1,5 Tesla beispielsweise variiert werden kann. Darüber hinaus sind die magnetischen Materialien 53 zusätzlich innerhalb des Feldes angeordnet, so daß der für die Spektroskopie erforderliche feldhomogene Raum 54 geschaffen werden kann. Obwohl dieser Raum 54 äußerst klein ist, kann der Raum 54 mittels der Magnetantriebseinrichtung 49 zu beliebigen Positionen innerhalb des erkrankten Teils des Patienten bewegt werden. Somit kann sowohl die Wasserstoffkernabbildung als auch die Spektroskopie von Phosphor oder dergleichen gleichzeitig erfolgen, und zwar nur mit einem einzigen System der vorliegenden Ausführungsform.

Als nächstes wird eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf die Fig. 8(a) und 8(b) beschrieben werden. Bei dieser Ausführungsform ist einer der oberen oder unteren Magneten 19 und 20 innerhalb des magnetischen Resonanzsystems der in Verbindung mit Fig. 1 beschriebenen ersten Ausführungsform durch ein Magnetmaterial 55 ersetzt. Fig. 8(b) zeigt den Fall, wo der untere Magnet 20 durch dieses magnetische Material 55 ersetzt ist.

Fig. 8(a) ist eine schematische Darstellung zur Verdeutlichung der magnetischen Kraftlinien in dem Falle, in dem nur der obere Magnet 19 benutzt wird. In diesem Falle wird innerhalb des erkrankten Teils des Patienten ein feldhomogener Raum 18 von 50 bis 100 ppm nicht erreicht werden, wie er für die Diagnose erforderlich ist. Aus diesem Grunde ist das magnetische Material 55 in der in Fig. 8(b) gezeigten Weise derart angeordnet, daß die magnetischen Kraftlinien ausgerichtet und konzentriert sind und somit der für die Diagnose erforderliche feldhomogene Raum 18 innerhalb des erkrankten Teils des Patienten gewonnen werden kann. In diesem Fall werden die Amperewindungen der Spule des oberen Magneten 19 im Vergleich zu der ersten Ausführungsform erhöht; wird jedoch eine supraleitende Spule verwendet, so ist der Querschnittsbereich der Spule relativ klein in bezug auf den Querschnittsbereich des Magneten, so daß selbst dann, wenn die Amperewindungen derselben erhöht werden, der Magnet für sich nicht größer wird im Vergleich zu der ersten Ausführungsform.

Die Arbeitsweise dieser Ausführungsform ist gleich derjenigen der ersten Ausführungsform. Diese Ausführungsform hat Vorteile ähnlich derjenigen der ersten Ausführungsform, und zusätzlich können die Fertigungskosten des Systems in hohem Maße verringert werden, da entweder die oberen oder die unteren Magnete entfernt werden können.

Als nächstes wird eine dritte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung in bezug auf Fig. 9 beschrieben. Bei dieser Ausführungsform entfallen die Funktionen der Antriebseinheiten gemäß Fig. 1 wie die Antriebseinheit des oberen Magneten für die Y-Richtung, die Antriebseinheit für die Y-Richtung des unteren Magneten, die Antriebseinheit für die X-Richtung des oberen Magneten und die Antriebseinheit für die X-Richtung des unteren Magneten hinsichtlich der Funktionen der Antriebseinrichtung für den Magneten, und statt dessen werden sie den Funktionen der Antriebseinheit für die Plattform hinzugefügt. Das bedeutet, daß eine Detektoreinrichtung 58 zur Feststellung der Lage der Plattform in Y-Richtung, eine Antriebseinheit 59 für die

X-Richtung der Plattform und eine Detektoreinrichtung 16 für die Feststellung der Lage in X-Richtung der Plattformantriebseinrichtung hinzugefügt wird.

Die Funktionsabläufe sind bei dieser Ausführungsform ähnlich denjenigen der ersten Ausführungsform, bis auf die Ausnahme, daß die Magnetbewegungen in Y- und X-Richtungen durch Plattformbewegungen in Y- und X-Richtungen ersetzt sind, und es ergeben sich somit die gleichen Vorteile wie diejenigen bei der ersten Ausführungsform.

Bei den Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung erfolgten die vorherigen Beschreibungen in bezug auf den Fall, wo die Magnete so angeordnet sind, daß das durch sie erzeugte Feld in einer Richtung senkrecht zur Körperachse des Patienten angelegt wird. Es liegt jedoch auf der Hand, wie das in Fig. 10(a) gezeigt ist, daß selbst dann, wenn das erzeugte Feld eines Magneten 56 mit großer Bohrung in einer Richtung parallel zur Körperachse angelegt ist, gleiche Vorteile erzielt werden können. Hinzu kommt, daß selbst dann, wenn die Magnete 56 senkrecht angeordnet sind, so daß sie das erzeugte Feld in einer Richtung senkrecht zu der Körperachse erzeugen, wie das in Fig. 10(b) gezeigt ist, die gleichen Vorteile erreicht werden können.

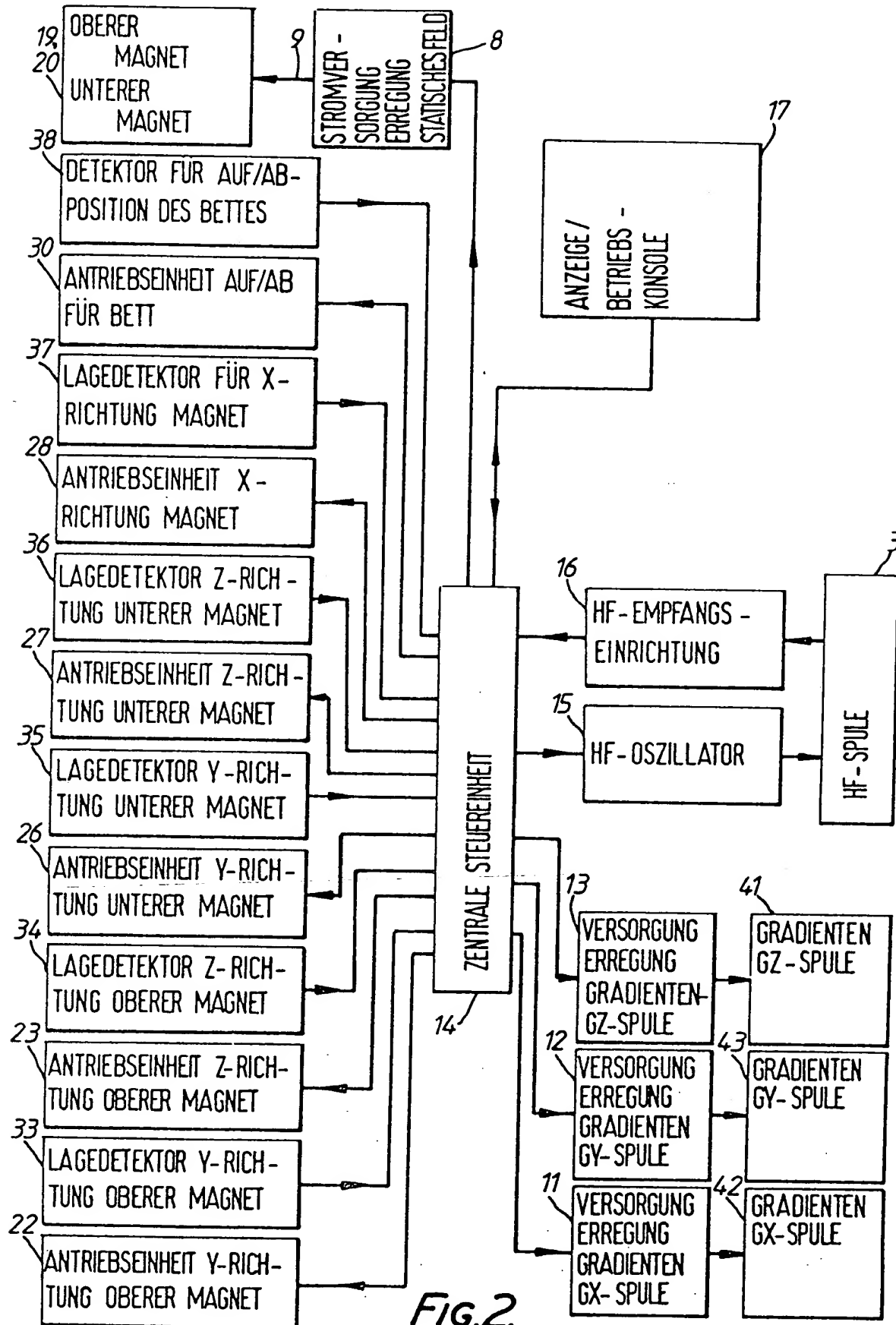


Fig. 2

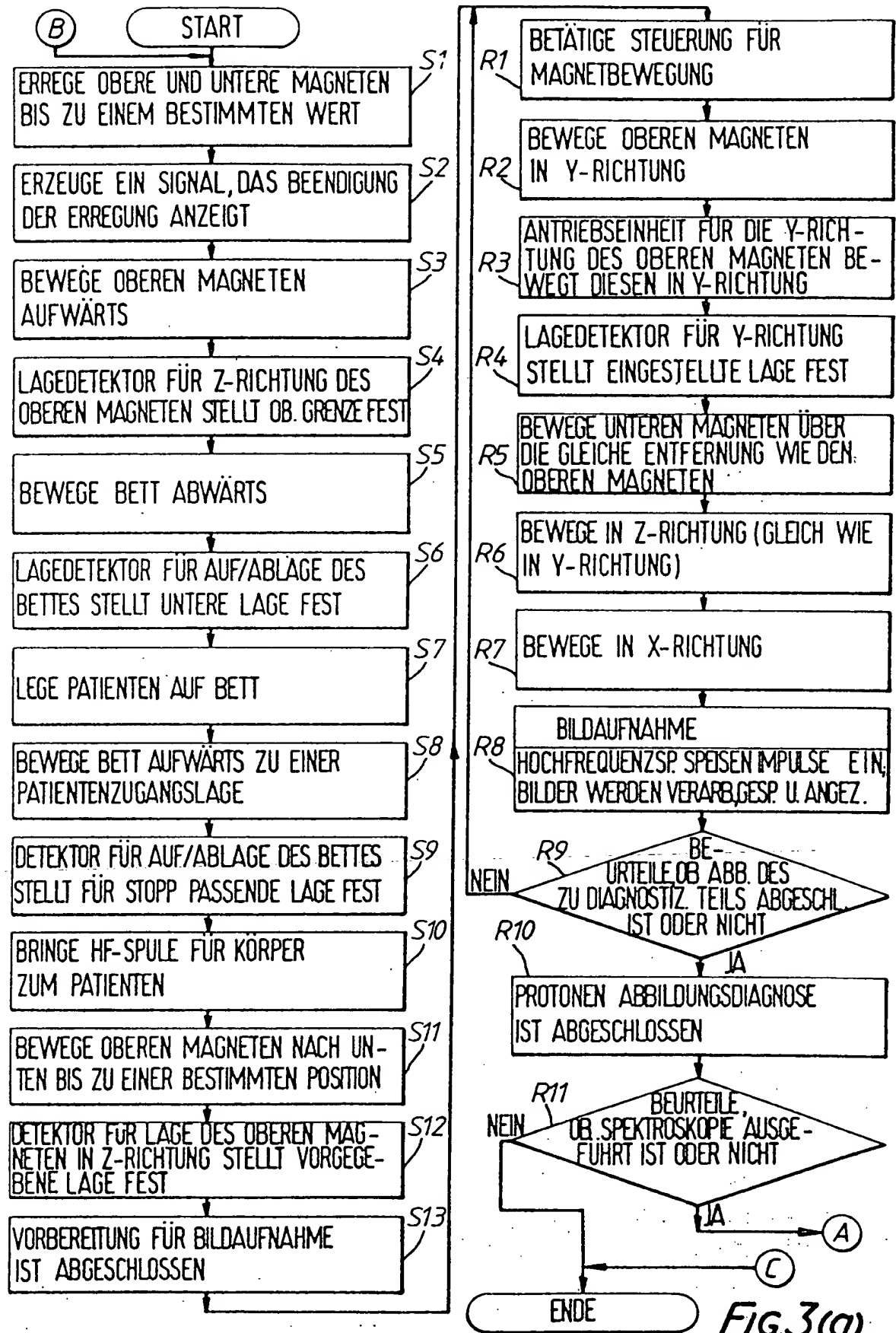


Fig. 3(a).

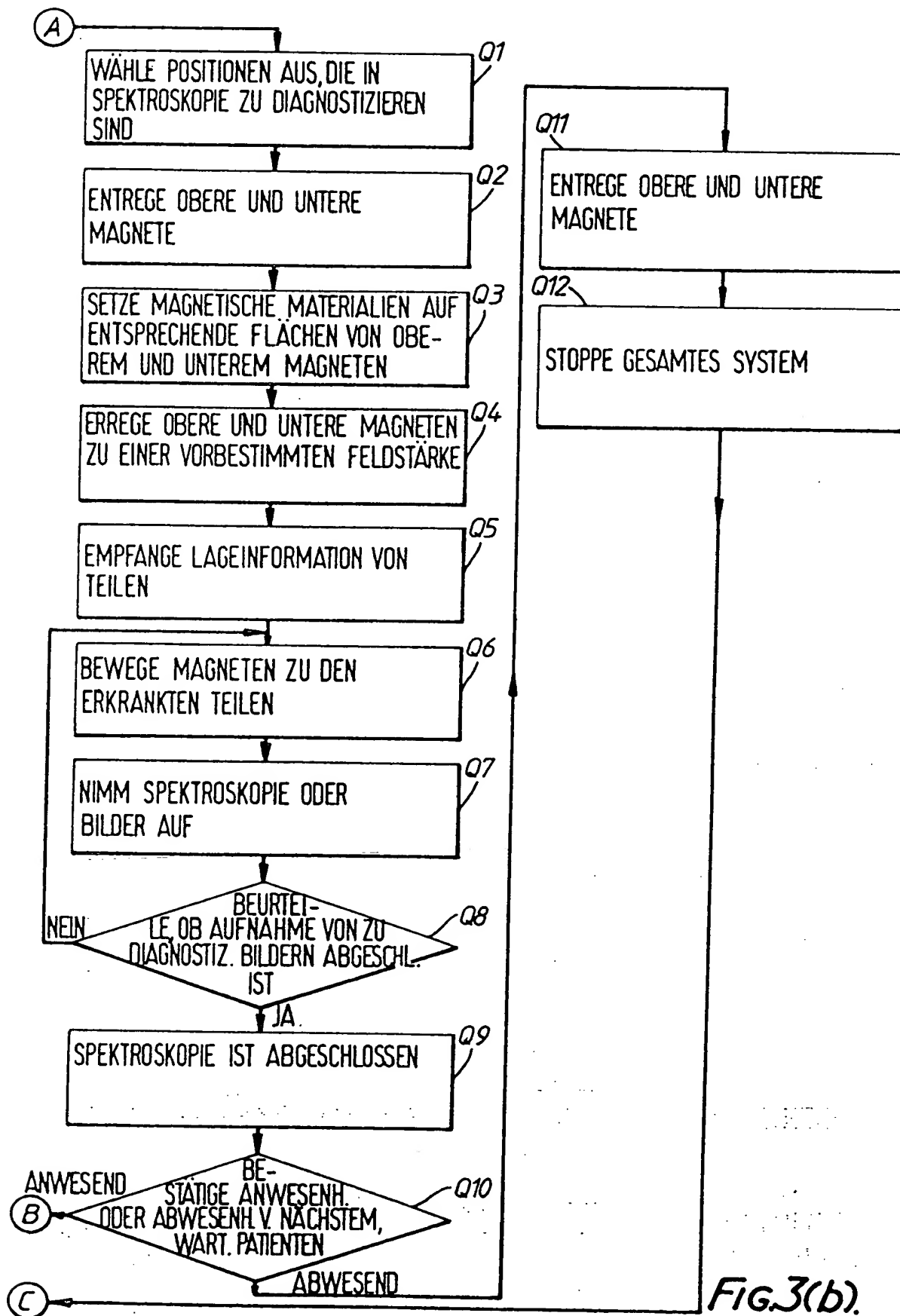
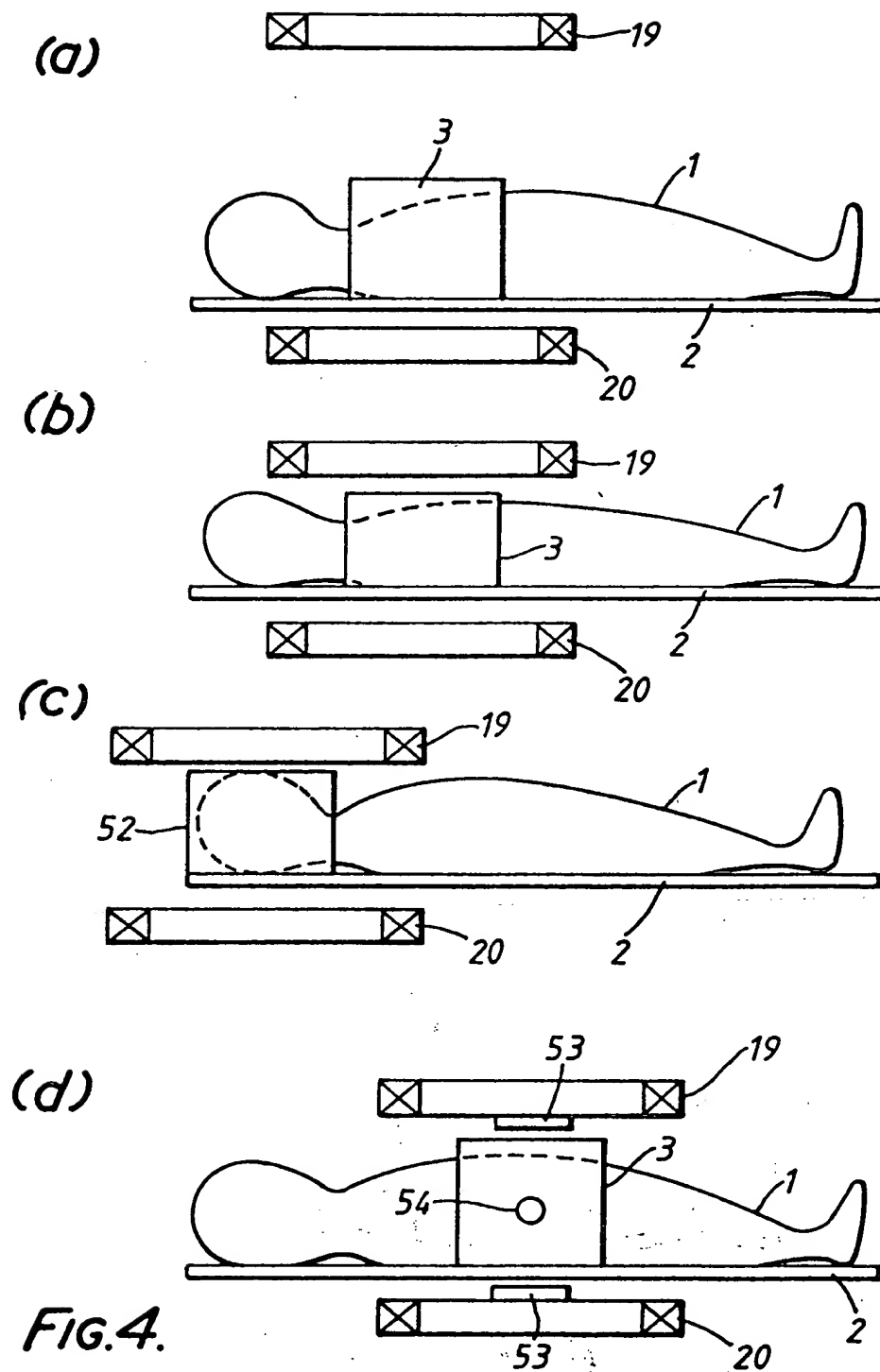


Fig. 3(b).



3639140

24-0187

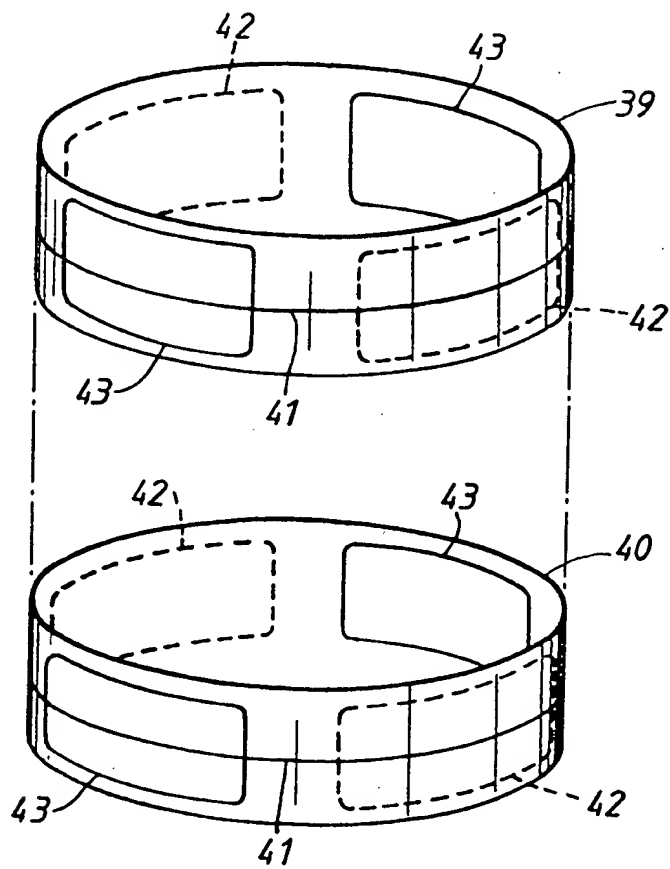
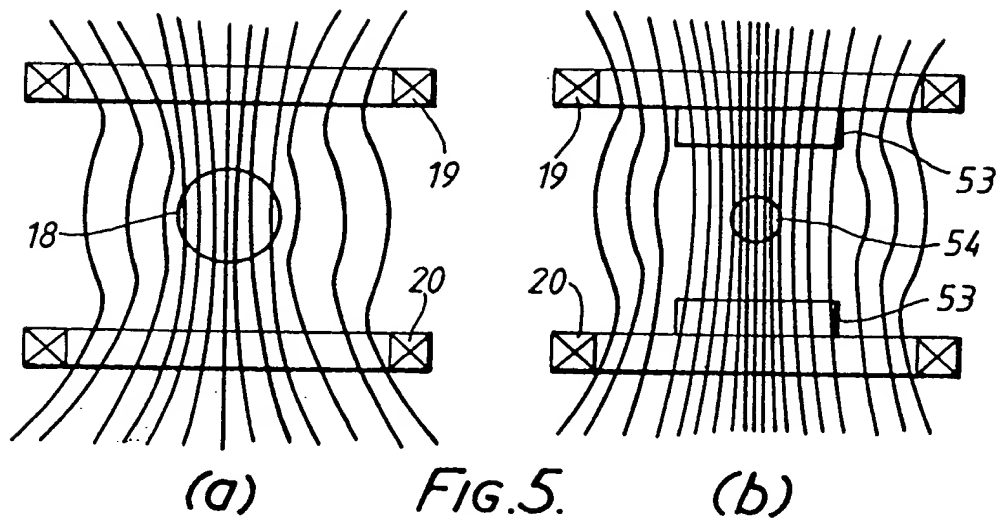


FIG. 6.

3639140

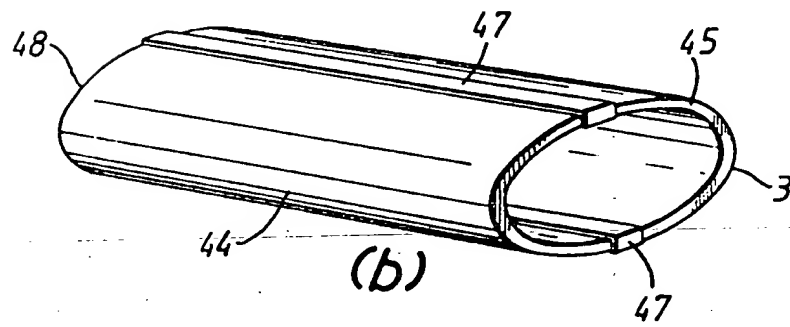
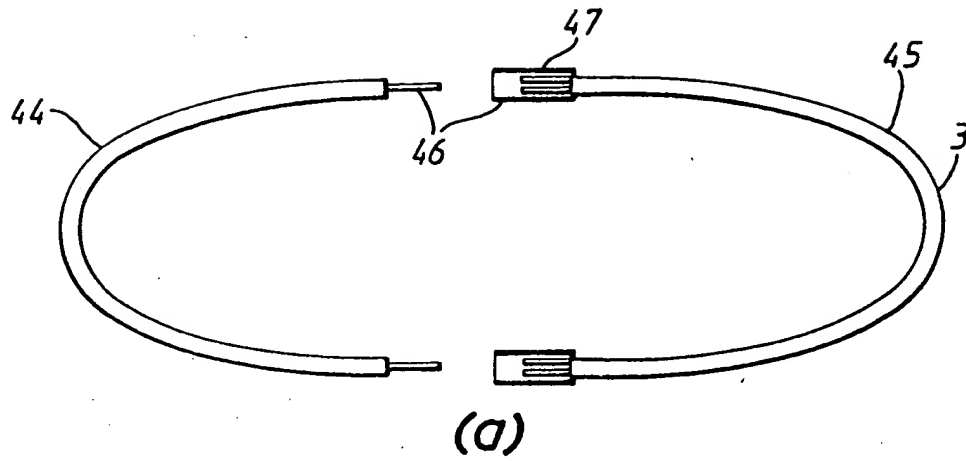


FIG. 7.

3639140

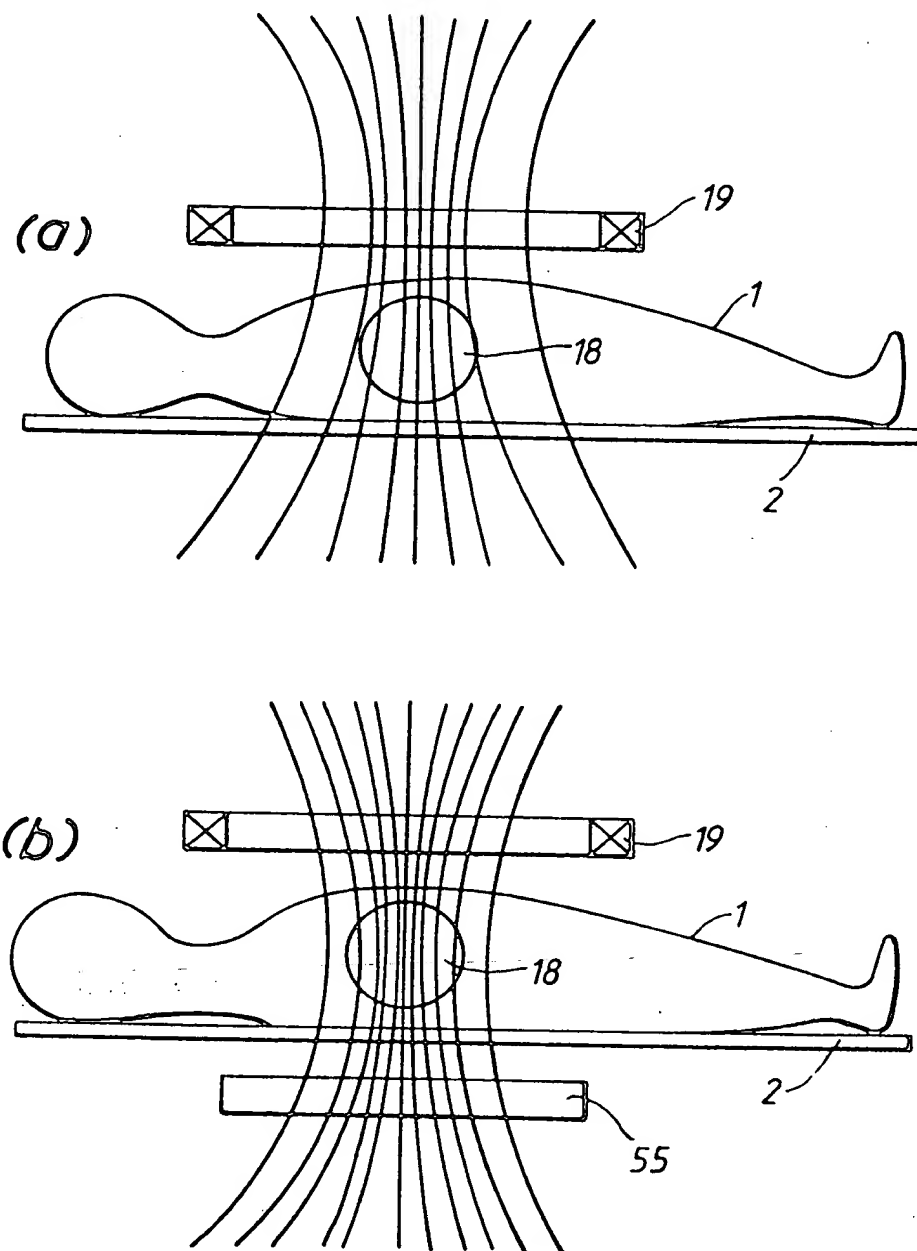


FIG. 8.

the 1990s, the number of people in the world who are illiterate has increased from 1.2 billion to 1.5 billion. The number of illiterate people in the world is projected to reach 1.7 billion by the year 2015. The number of illiterate people in the world is projected to reach 1.7 billion by the year 2015. The number of illiterate people in the world is projected to reach 1.7 billion by the year 2015.

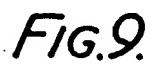


FIG. 9.

3639140

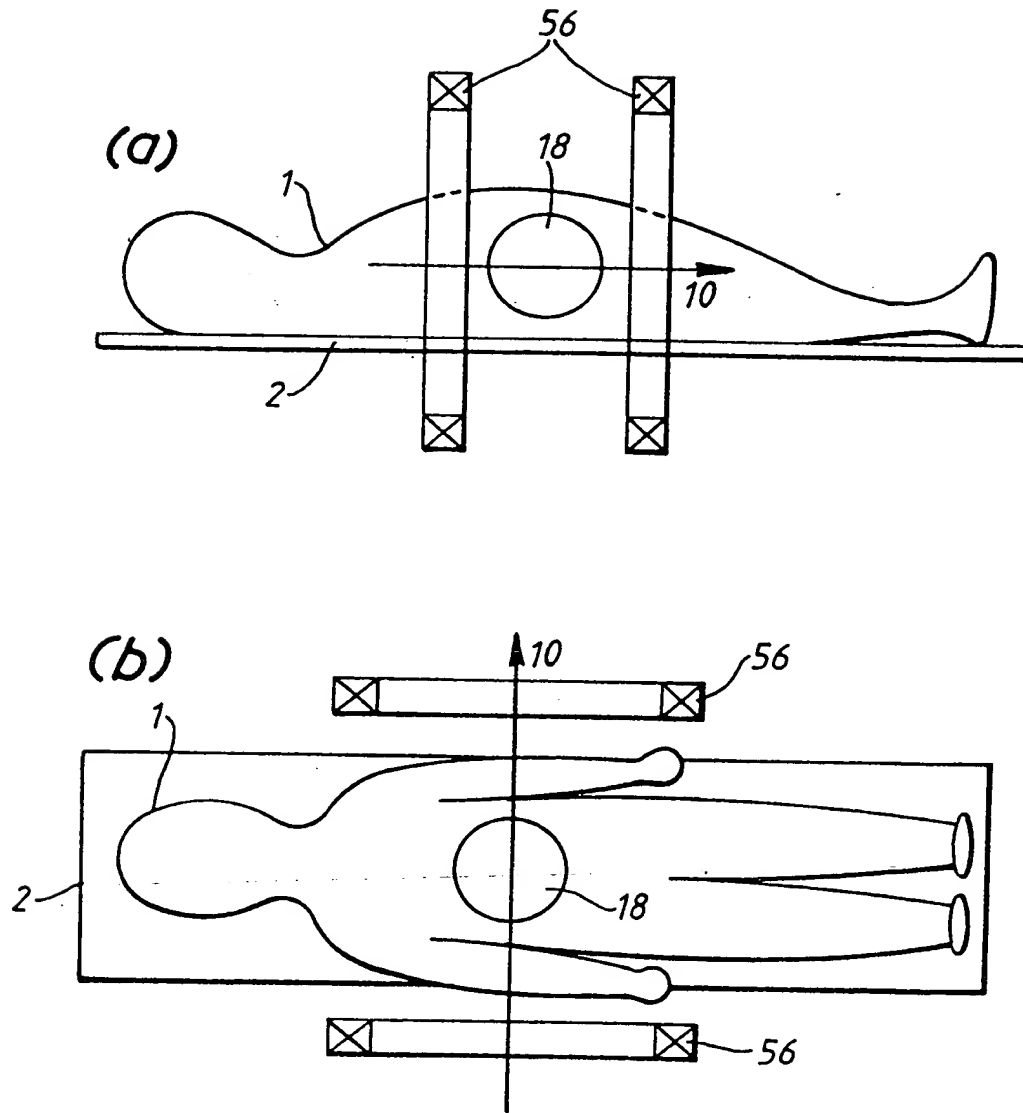


FIG.10.

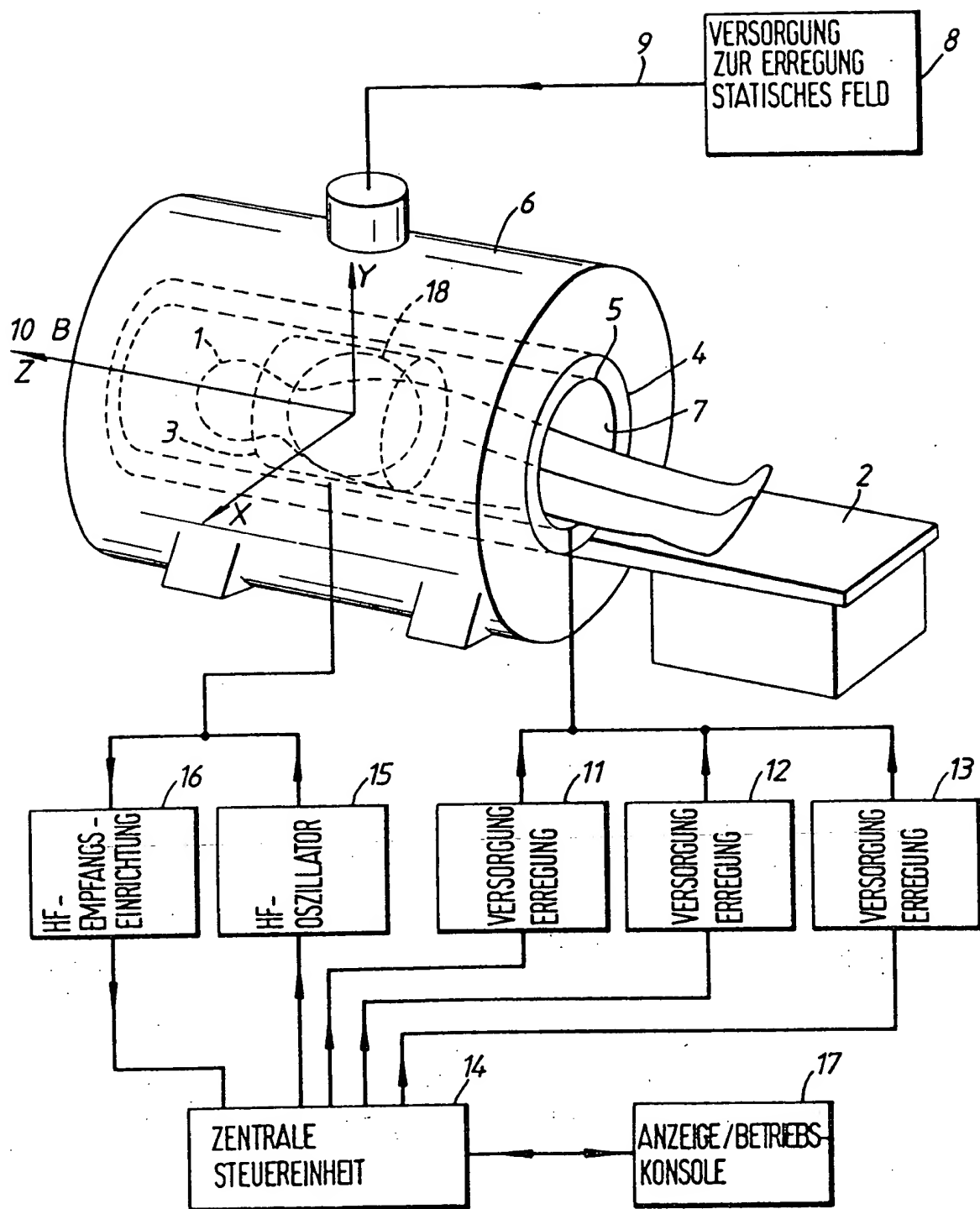


FIG. 11.

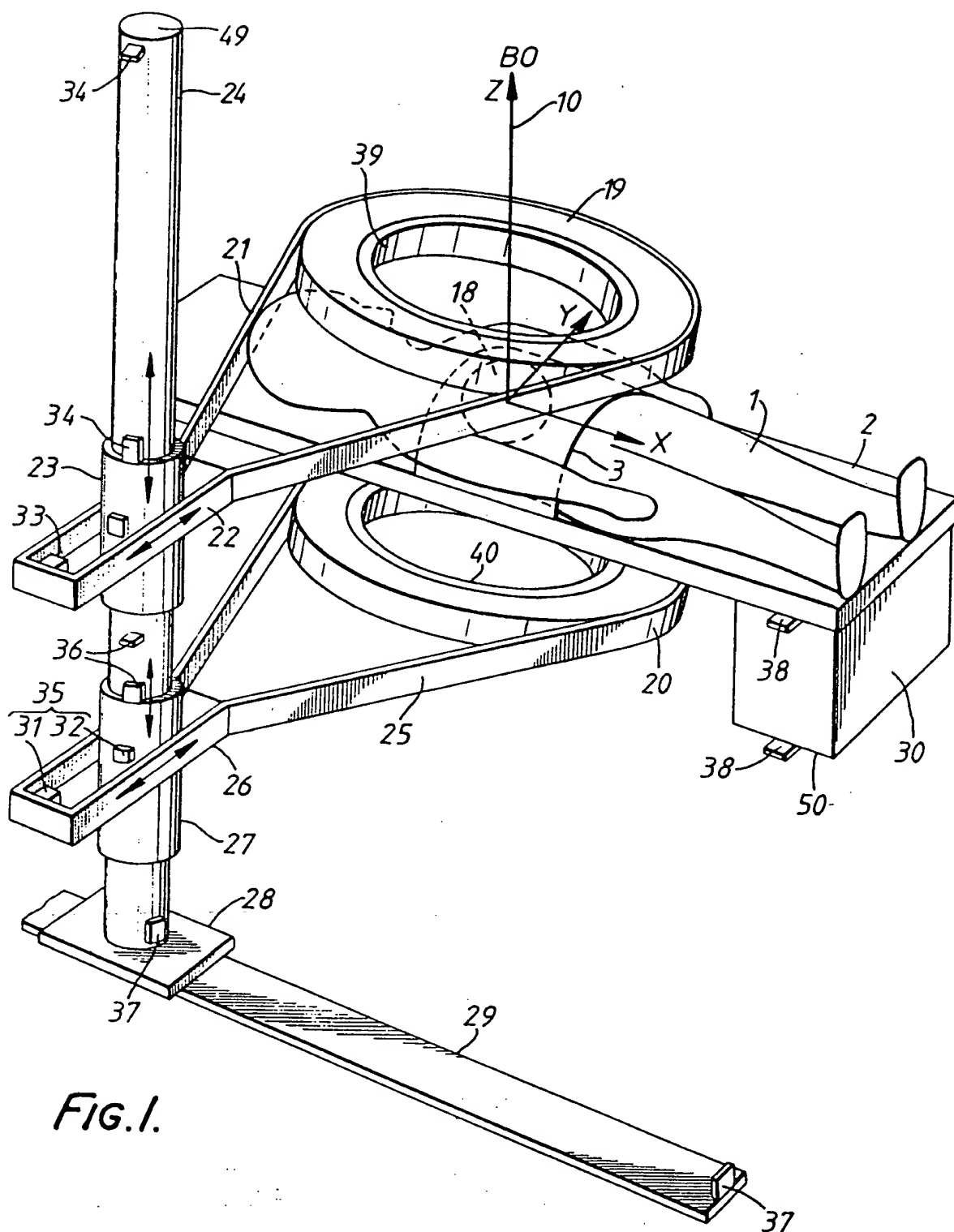


FIG. 1.

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.